

## **Modulare Röntgenröhre sowie Verfahren zur Herstellung einer solchen modularen Röntgenröhre**

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Röntgenröhre für hohe Dosisleistungen, ein entsprechendes Verfahren zur Erzeugung von hohen  
 5 Dosisleistungen mit Röntgenröhren sowie ein Verfahren zur Herstellung entsprechender Röntgenvorrichtungen, bei welchem eine Anode und eine Kathode in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode beschleunigt werden.

10 Die Nutzung von Röntgenröhren ist in wissenschaftlichen und technischen Anwendungen weit verbreitet. Röntgenröhren finden nicht nur in der Medizin, z.B. in diagnostischen Systemen oder bei therapeutischen Systemen zur Bestrahlung von krankem Gewebe Verwendung, sondern sie werden z.B. auch zur Sterilisation von Stoffen wie Blut oder Lebensmittel oder zur Sterilisa-  
 15 tion (Unfruchtbarmachung) von Lebewesen wie Insekten eingesetzt. Andere Anwendungsgebiete finden sich weiter in der traditionellen Röntgentechnik wie z.B. das Durchleuchten von Gepäckstücken und/oder Transportcontainern oder die zerstörungsfreie Überprüfung von Werkstücken z.B. Betonarmierungen etc. Im Stand der Technik sind diverse Verfahren und Vorrichtungen für Röntgen-  
 20 röhren beschrieben. Diese reichen von miniaturisierten Röhren in Form eines Transistorgehäuses, bis hin zu Hochleistungsröhren mit einer Beschleunigungsspannung von bis zu 450 Kilovolt. Besonders in neuerer Zeit wurde viel Aufwand und Mühe von Industrie und Technik darauf verwendet, die Leistung und/oder Effizienz und/oder Lebensdauer und/oder Wartungsmöglichkeiten von  
 25 Bestrahlungssystemen zu verbessern. Diese Anstrengungen wurden insbesondere durch neue Anforderungen bei Sicherheitssystemen, wie z.B. beim Durchleuchten von grossen Frachtcontainern im Flugverkehr etc., und ähnlichen Vorrichtungen ausgelöst.

Die konventionellen im industriellen Umfeld angewandten Röntgen-  
 30 röhrentypen bestehen entweder aus Glas oder aus Metall-Keramik-Verbünden. Figur 1 zeigt schematisch ein Beispiel einer solchen konventionellen Röntgenröhre aus einem Glasverbund. Figur 2 und 3 zeigen konventionelle Röntgen-

röhren aus Metall-Keramik-Verbünden. In den Röntgenröhren durchlaufen Elektronen in einem vakuumisierten Rohr ein elektrisches Feld. Sie werden dabei auf ihre Endenergie beschleunigt und wandeln diese an einer Target-Oberfläche in Röntgenstrahlung um. D.h. Röntgenröhren umfassen eine Anode und eine Kathode, die in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind und die bei den Metall-Keramik-Röhren von einem zylindrischen Metallteil (Figur 2/3) und bei Glas-Röhren von einem Glaszylinder (Figur 1) umschlossen sind. Bei Glasröhren wirkt das Glas als Isolator. Bei den Metall-Keramik-Röhren werden hingegen Anode und/oder Kathode üblicherweise mittels eines Keramikisolators elektrisch isoliert, wobei der oder die Keramikisolatoren axial zum Metallzylinder hinter der Anode und/oder Kathode angeordnet sind und den Vakuumraum auf dem jeweiligen Ende beschliessen. Die Keramikisolatoren sind typischerweise scheibenförmig (ringförmig) oder konusförmig ausgeführt. Prinzipiell wäre bei dieser Röhrenart eine beliebige Isolatorgeometrie möglich, wobei bei hohen Spannungen Feldüberhöhungen zu berücksichtigen sind. In der Regel besitzen die Keramikisolatoren in ihrer Mitte eine Öffnung, in die eine Hochspannungszuführung zur Anode oder die Kathode, vakuumdicht eingesetzt sind. Diese Art von Röntgenröhren werden im Stand der Technik auch als zweipolige oder bipolare Röntgenröhren bezeichnet (Figur 3). Davon unterscheiden sich sog. unipolare Vorrichtungen (Figur 2), bei welchen die Anode, d.h. das Target, auf Erdpotential gesetzt wird. Bei den bipolaren Systemen wird die Elektronenquelle (Kathode) auf eine negative Hochspannung (HV) gesetzt und das Target (Anode) auf eine positive Hochspannung gesetzt. Bei allen Bauformen des Standes der Technik liegt jedoch die volle Beschleunigungsspannung zur Beschleunigung von Elektronen (einstufig) zwischen Anode und Kathode an. Zu beachten ist auch, dass es Lösungen gibt, bei denen eine auf Erdpotential befindliche Blende (Zwischenblende) zwischen Anode und Kathode montiert ist. Diese Zwischenblende kann zum einen als elektronenoptische Linse, aber auch als mechanische Blende für vom Target zurückgestreute Elektronen dienen.

Die Probleme bzw. die Nachteile, die durch diese einstufige Konstruktion entstehen, liegen darin, dass bei steigenden angelegten Spannungen ebenfalls die Wahrscheinlichkeit störender physikalischer Effekte steigt. Diese begrenzen zurzeit die Röntgenröhren des Standes der Technik bei unipolaren

Röhren auf maximal ca. 200 bis 300 kV und bei bipolaren Vorrichtungen auf maximal ca. 450 kV angelegte Spannung. Wie eben erwähnt, sind es die neben der erwünschten Erzeugung von Röntgenstrahlen beim Betrieb einer Röntgenröhre auftretenden weiteren physikalischen Effekte, wie z.B. Feldemission, Sekundärelektronenemission und Photoeffekt, die die Funktionsfähigkeit der Röhre begrenzen. Diese Effekte stören jedoch nicht nur die Funktion der Röntgenröhre, sondern können zu einer Beeinträchtigung des Materials und damit zu einer vorzeitigen Ermüdung der Teile führen. Insbesondere die Sekundärelektronenemission ist bekannt für die Beeinträchtigung des Röntgenröhrenbetriebs. Bei der Sekundärelektronenemission entstehen beim Auftreffen des Elektronenstrahls auf der Anode neben den Röntgenstrahlen unerwünschte, aber unvermeidbare Sekundärelektronen, die sich im Inneren der Röntgenröhre auf Bahnen entsprechend den Feldlinien fortbewegen. Diese Sekundärelektronen können durch diverse Streu- und Stossprozesse auf die Isolatoroberfläche gelangen und dort die HV-Isolationseigenschaften herabsetzen. Sekundärelektronen entstehen jedoch auch dadurch, dass die Isolatoren bei der Anode und/oder Kathode bei Betrieb von unvermeidbaren Feldemissionselektronen getroffen werden und dort Sekundärelektronen auslösen. Das elektrische Feld wird bei eingeschalteter Hochspannung an der Anode und Kathode, d.h. bei Betrieb der Röntgenröhre, im Innenraum und den dem Innenraum zugewandten Oberflächen erzeugt. Dies umfasst auch die Oberflächen des Isolators. Je kürzer die Röntgenröhre ist und je breiter der Keramikisolator ist, desto grösser ist die Wahrscheinlichkeit, dass Sekundärelektronen und/oder Feldemissionselektronen auf den oder die Keramikteil(e) auftreffen. Dies führt dazu, dass die Hochspannungsfestigkeit und Lebensdauer der Vorrichtung auf unerwünschte Art herabgesetzt wird. Bei scheibenförmigen Isolatoren ist es deshalb aus dem Stand der Technik, z.B. aus DE2855905 bekannt, so genannte Abschirmelektroden zu verwenden. Die Abschirmelektroden können z.B. paarweise verwendet werden, wobei sie bei einer rotationssymmetrischen Gestalt der Röntgenröhre meist coaxial in einem bestimmten Abstand angeordnet sind, um die Ausbreitung der Sekundärelektronen optimal zu unterbinden. Wie sich gezeigt hat, können solche Vorrichtungen jedoch bei sehr hoher Spannung nicht mehr verwendet werden. Zudem ist der Material- und Herstellungsaufwand bei solchen Konstruktionen grösser, als bei Röntgenröhren mit nur Isolatoren. Eine andere Möglichkeit des Standes der Technik wird z.B. in

DE6946926 gezeigt. Um die Angriffsfläche zu verringern, wird in diesen Lösungen ein konischer Keramikisolator verwendet. Der Keramikisolator weist eine im Wesentlichen konstante Wandstärke auf und ist z.B. mit einer aufvulkanisierten Gummischicht überzogen. Die Schicht soll dazu beitragen, dass Sekundär-

5 elektronen weniger stark auftreten. Wie erwähnt, erfasst das elektrische Feld im Innern des Vakuumraums ebenfalls die Oberflächen der Isolatoren. Insbesondere bei konischen Isolatoren wird durch das Feld ein auf den Isolatoren auftreffendes Elektron oder ein durch ein auftreffendes Elektron ausgelöstes Streuelektron von der Oberfläche weg in Richtung Anode beschleunigt. Prinzipiell sind die Isolationskoni so geformt, dass der Normalvektor des elektrischen Feldes die Elektronen von der Isolatorfläche wegbeschleunigt. Ist der anodenseitige Isolator wie der kathodenseitige Isolator als in den Innenraum hineinragender Kegelstumpf ausgebildet, dann wird ein auf den Isolator auftreffendes (beispielsweise ein aus dem Metallkolben ausgelöstes) Elektron

10 ebenfalls zur Anode hin beschleunigt. Der anodenseitige Konus des Isolators ist z.B. so geformt, dass der Normalvektor von der Oberfläche wegzeigt. Anodenseitig bewegt das Elektron sich auf der Isolatoroberfläche entlang, weil kein von der Isolatorfläche wegweisendes elektrisches Feld auf das Elektron einwirkt. Nach Durchlaufen einer gewissen Strecke hat ein solches Elektron genügend Energie, um weitere Elektronen auszulösen, die ihrerseits wiederum Elektronen auslösen, so dass es zu einer auf der Isolatorenoberfläche zur Anode laufenden Elektronenlawine kommt, die eine erhebliche Störung, unter Umständen auch Gasausbrüche oder gar einen Durchschlag des Isolators hervorrufen kann. Je höher die Spannung ist, desto signifikanter wird dieser Effekt.

15 Bei sehr hohen Spannungen kann diese Art der Isolatoren deshalb nicht mehr eingesetzt werden. Zudem ist anzumerken, dass die geometrische Länge mit zunehmendem angelegtem elektrischen Feld zunimmt. Elektronen können je nach Energie und Austrittswinkel auch in Richtung Kathode laufen, insbesondere bei gestreuten Elektronen. Kathodenseitig tritt der oben beschriebene Effekt jedoch weniger auf, da Elektronen, die kathodenseitig auf die Isolatoroberfläche gelangen oder aus dieser ausgelöst werden, sich durch das Vakuum in Richtung Metallzylinder und nicht entlang der Isolatoroberfläche bewegen. Um den Nachteil zu umgehen, sind im Stand der Technik verschiedene Lösungen bekannt, z.B. wird in der Offenlegungsschrift DE2506841

20 vorgeschlagen, kathodenseitig den Isolator derart auszugestalten, dass zwi-

25

30

35

schen dem Isolator und der Röhre ein konischer Hohlraum entsteht. Eine andere Lösung des Standes der Technik wird z.B. in der Patentschrift EP0215034 gezeigt, wo der scheibenförmige Isolator gegen den Metallzylinder hin treppenförmig abgestuft ist. Es hat sich jedoch gezeigt, dass all die im  
5 Stand der Technik gezeigten Lösungen bei hohen Spannungen, d.h. beispielsweise oberhalb von 150 kV, Störungen aufweisen, die u.a. zu einer vorzeitigen Alterung des Materials führen und Gasausbrüche und/oder Durchbrüche des Isolators erzeugen können. Somit sind die im Stand der Technik bekannten Röntgenröhren für viele moderne Anwendungen mit sehr hohen Spannungen  
10 (>400 kV) nur schlecht bzw. gar nicht verwendbar.

Es ist eine Aufgabe dieser Erfindung, eine neue Röntgenröhre und ein entsprechendes Verfahren zur Herstellung einer solchen Röntgenröhren vorzuschlagen, welche die oben beschriebenen Nachteile nicht aufweist. Insbesondere soll ein Röntgenstrahler vorgeschlagen werden, der mehrfach  
15 höhere elektrische Leistungen ermöglicht als konventionelle Röntgenstrahler. Ebenso sollen die Röhren modular aufbaubar und einfach und kostengünstig herzustellen sein. Weiter sollen eventuelle defekte Teile der Röntgenröhre austauschbar sein, ohne dass die ganze Röntgenröhre ersetzt werden muss.

Gemäss der vorliegenden Erfindung wird dieses Ziel insbesondere  
20 durch die Elemente der unabhängigen Ansprüche erreicht. Weitere vorteilhafte Ausführungsformen gehen ausserdem aus den abhängigen Ansprüchen und der Beschreibung hervor.

Insbesondere werden diese Ziele durch die Erfindung dadurch erreicht, dass in einer Röntgenröhre eine Anode und eine Kathode in einem  
25 vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei bei der Kathode Elektronen  $e^-$  erzeugt werden, mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode beschleunigt werden und Röntgenstrahlen  $\gamma$  bei der Anode mittels der Elektronen  $e^-$  erzeugt werden, wobei die Röntgenröhre mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule umfasst, welche Beschleunigungsmodule jeweils mindestens eine potentialtragende Elektrode umfassen,  
30 wobei das erste Beschleunigungsmodul die Kathode mit primärer Elektronenerzeugung ( $e^-$ ) umfasst, wobei das letzte Beschleunigungsmodul die Anode mit

der Röntgenstrahlungserzeugung ( $\gamma$ ) umfasst, und wobei die Röntgenröhre mindestens ein weiteres Beschleunigungsmodul mit einer potentialtragenden Elektrode umfasst. Die Anode kann ein Target zur Röntgenstrahlungserzeugung mit einem Austrittsfenster umfassen oder als eine Transmissionsanode ausgebildet sein, wobei bei der Transmissionsanode den vakuumisierten Innenraum der Röntgenröhre nach Aussen abschliesst. Mindestens eine der Elektroden kann kugelförmig bzw. konusförmig ausgebildete Enden zur Herabsetzung oder Minimierung der Feldüberhöhung an der jeweiligen Elektrode umfassen. Die Elektroden können z.B. mittels Potentialanschlüsse beispielsweise an eine Hochspannungskaskade anschliessbar. Ein Vorteil der Erfindung ist u.a., dass Röntgenstrahlung sehr hoher Leistung erzeugt werden kann, wobei die geometrische Baugrösse der Röntgenröhre insbesondere zu Röhren des Standes der Technik klein ist, und gleichzeitig ermöglicht die Erfindung eine Röntgenröhre, die stabil über einen sehr weiten elektrischen Potentialbereich betreibbar ist, ohne dass sich Leistungscharakteristiken verändern. Ein weiterer Vorteil der Erfindung ist u.a. eine weitaus geringere Belastung des Isolators durch das  $E$ -Feld. Dies gilt besonders im Vergleich zu den herkömmlichen Scheibenisolatoren. Die erfindungsgemässe Röntgenröhre kann z.B. im One-Shot-Verfahren hergestellt werden, wobei die Lötung der gesamten Röhre in einem einstufigen Vakuumlötprozess erfolgt. Dies hat insbesondere den Vorteil, dass die anschliessende Evakuierung der Röntgenröhre mittels Hochvakuumumpumpen entfallen kann. Es ist ein weiterer Vorteil, dass sich die erfindungsgemässe Röntgenröhre durch ihren einfachen und modularen Aufbau besonders für das One-Shot-Verfahren eignet, da die Felder innerhalb der Röhre viel kleiner sind als bei konventionellen Röhren und die erfindungsgemässe Röhre dadurch weniger anfällig auf Verunreinigungen und/oder undichte Stellen ist.

In einer Ausführungsvariante wird die Potentialdifferenz zwischen jeweils zwei potentialtragenden Elektroden benachbarter Beschleunigungsmodule für alle Beschleunigungsmodule konstant gewählt, wobei die Endenergie der beschleunigten Elektronen ( $e^-$ ) ein ganzzahliges Vielfaches der Energie eines Beschleunigungsmoduls ist. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass die Belastung der Isolatoren über die Strecke konstant ist und keine Feldüberhöhungen auftreten, die sich nachteilig auf die Betriebsfähigkeit der Röhre auswirken können.

In einer anderen Ausführungsvariante weist mindestens eines der Beschleunigungsmodule ein wiederverschliessbares Vakuumventil auf. Der Beschleunigungsmodule können dabei einseitig oder zweiseitig mit einem einer Vakuumdichtung versehen sein, um eine Luftdichte Schliessung zwischen den  
 5 einzelnen Beschleunigungsmodulen zu erlauben. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass mittels des Vakuumventils einzelne Teile der Röntgenröhre ersetzt werden können, ohne dass, wie bei herkömmlichen Röntgenröhren, gleich die ganze Röhre ersetzt werden muss. Da die Röhre modular aufgebaut ist, lässt sich die Röhre nachträglich auch problemlos an veränderte  
 10 Betriebsvoraussetzungen anpassen, indem weitere Beschleunigungsmodule eingesetzt oder bestehende Module entfernt werden. Dies ist bei keiner der Röhren im Stand der Technik so möglich.

In einer weiteren Ausführungsvariante umfassen die Beschleunigungsmodule eine zylinderförmige Isolationskeramik. Diese Ausführungs-  
 15 variante hat u.a. den Vorteil, dass der mechanische konstruktive Aufwand bei moderater Belastung durch das elektrische Feld gering ist, wobei ausserordentlich hohe Leistungscharakteristiken erzielbar sind.

In einer wieder anderen Ausführungsvariante weist die Isolationskeramik eine hochohmige Innenbeschichtung auf. Diese Ausführungsvariante  
 20 hat u.a. den Vorteil, dass störende Aufladungen durch gestreute Elektronen, hervorgerufen einerseits durch feldmässig bedingte Prozesse im Isolatormaterial, andererseits durch die vom Anodentarget zurückgestreuten Sekundärelektronen und durch Feldemissionselektronen, vermieden wird. Damit kann die Lebensdauer der Röntgenröhren und/oder die Potentialdifferenzen zwischen  
 25 den einzelnen Beschleunigungselektroden zusätzlich erhöht werden.

In einer Ausführungsvariante umfasst die Isolationskeramik 53 eine rippenförmige Aussenstruktur. Durch die Form der Isolationskeramik 53 kann die Isolationsstrecke an der Aussenseite (Atmosphärenseite) des Isolators verlängert werden. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass sie eine  
 30 der Hochspannung entsprechend geformte Aussenstruktur aufweist. Diese Aussenstruktur erlaubt zusätzlich ein verbessertes effizienteres Kühlen der Röntgenröhre.

In einer Ausführungsvariante umfassen die Elektroden der Beschleunigungsmodule eine Abschirmung zur Unterdrückung des Streuelektronenflusses auf die Isolationskeramik. Mindestens eine der Abschirmungen kann kugelförmig bzw. konusförmig ausgebildete Enden zur Herabsetzung oder Minimierung der Feldüberhöhung an der jeweiligen Abschirmung umfassen. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass die Abschirmungen einen zusätzlichen Schutz für die Isolationskeramiken bilden. Damit kann die Lebensdauer der Röntgenröhren und/oder die Potentialdifferenzen zwischen den einzelnen Beschleunigungselektroden zusätzlich erhöht werden.

In einer Ausführungsvariante wird die erfindungsgemässe Röntgenröhre im One-Shot-Verfahren hergestellt. Dies hat u.a. den Vorteil, dass die anschliessende Evakuierung der Röntgenröhre 10 mittels Hochvakuumumpfen entfallen kann. Ein weiterer Vorteil des One-Shot-Verfahrens, d.h. des einstufigen Herstellungsverfahrens durch die gesamthafte Lötung der Röhre im Vakuum (One-Shot-Verfahren), ist u.a., dass man einen einzigen Herstellungsprozess hat und nicht wie herkömmlich drei: 1. Baugruppen Löten / 2. Baugruppen zusammenfügen (z.B. Löten oder Schweissen) / 3. Röhre evakuieren mittels Vakuumpumpe. Das einstufige Herstellungsverfahren ist daher ökonomisch effizienter, zeitsparender und billiger. Gleichzeitig lässt sich bei diesem Verfahren bei geeigneter Prozessführung die Kontaminierung der Röhre minimieren. Dennoch kann es vorteilhaft sein, wenn die Röhre schon weitgehend frei von Verunreinigungen ist, was in der Regel die Spannungsfestigkeit der Isolationskeramiken minimiert. Die Anforderungen an die Vakuumsdichtigkeit für die Röhren 10 sind beim One-Shot-Verfahren in den meisten Fällen dieselben wie bei mehrstufigen Herstellungsverfahren.

An dieser Stelle soll festgehalten werden, dass sich die vorliegende Erfindung neben dem erfindungsgemässen Verfahren auch auf eine Vorrichtung zur Ausführung dieses Verfahrens sowie ein Verfahren zur Herstellung einer solchen Vorrichtung bezieht. Insbesondere bezieht es sich auch auf Bestrahlungssysteme, welche mindestens eine erfindungsgemässe Röntgenröhre mit einer oder mehreren Hochspannungskaskaden zur Spannungsversorgung der mindestens einen Röntgenröhre umfassen.



Nachfolgend werden Ausführungsvarianten der vorliegenden Erfindung anhand von Beispielen beschrieben. Die Beispiele der Ausführungen werden durch folgende beigelegte Figuren illustriert:

Figur 1 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch eine Röntgenröhre 10 aus einem Glasverbund des Standes der Technik zeigt. Dabei werden Elektronen  $e^-$  von einer Kathode 30 emittiert und Röntgenstrahlen  $\gamma$  von einer Anode 20 durch ein Fenster 201 abgestrahlt. 50 ist eine zylindrische Glasröhre, wobei das Glas als Isolator dient.

Figur 2 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch eine unipolare Röntgenröhre 10 aus einem Metall-Keramik-Verbund des Standes der Technik zeigt. 51 ist der Keramik-Isolator, 52 der auf Erde gesetzte Metallzylinder. Dabei werden Elektronen  $e^-$  von einer Kathode 30 emittiert und Röntgenstrahlen  $\gamma$  von einer Anode 20 durch ein Fenster 201 abgestrahlt.

Figur 3 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch eine bipolare Röntgenröhre 10 ebenfalls aus einem Metall-Keramik-Verbund des Standes der Technik zeigt. 51 ist der Keramik-Isolator, 52 der auf Erde gesetzte Metallzylinder. Dabei werden Elektronen  $e^-$  von einer Kathode 30 emittiert und Röntgenstrahlen  $\gamma$  von einer Anode 20 durch ein Fenster 201 abgestrahlt.

Figur 4 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch ein Beispiel einer Aussenansicht einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10 zeigt.

Figur 5 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch die Architektur einer Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10 zeigt. Dabei werden Elektronen  $e^-$  von einer Kathode 30 emittiert und Röntgenstrahlen  $\gamma$  von einer Anode 20 abgestrahlt. Die Röntgenröhre 10 umfasst mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule 41,...,45 und jedes Beschleunigungsmodul 41,...,45 umfasst mindestens eine potentialtragende Elektrode 20/30/423/433/443.

Figur 6 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch die Architektur einer weiteren Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgen-

röhre 10 zeigt. Die Röntgenröhre 10 umfasst wie in Figur 3 mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule 41,...,45 mit potentialtragenden Elektroden 20/30/423/433/443. Die Beschleunigungsmodule umfassen zusätzlich Elektronenabschirmungen 422/432/442 zur Unterdrückung des Streuelektronenflusses auf die Isolationskeramik.

Figur 7 zeigt ebenfalls ein Blockdiagramm, welches schematisch die Architektur einer anderen Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10 zeigt. Die Röntgenröhre 10 umfasst wie in Figur 3 mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule 41,...,45 mit potentialtragenden Elektroden 20/30/423/433/443. Mindestens eines der Beschleunigungsmodule 41,...,45 umfasst zusätzlich ein wiederverschliessbares Vakuumventil 531.

Figur 8 zeigt eine Querschnittansicht einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10, welche schematisch die Architektur einer Ausführungsvariante gemäss Figur 3 zeigt.

Figur 9 zeigt eine weitere Querschnittansicht einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10. Die Beschleunigungsmodule 41,...,45 umfassen zusätzlich eine mögliche Ausführungsform von Abschirmungen 423...443 zur Unterdrückung des Streuelektronenflusses auf die Isolationskeramik. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass die Abschirmungen einen zusätzlichen Schutz für die Isolationskeramiken bilden. Damit kann die Lebensdauer der Röntgenröhren und/oder die Potentialdifferenzen zwischen den einzelnen Beschleunigungselektroden zusätzlich erhöht werden. Die mögliche Ausführungsform von Figur 9 zeigt kugelförmig bzw. konusförmig ausgebildete Enden der Elektroden 423/433/443 und/oder der Abschirmungen 412,...,415 zur Herabsetzung oder Minimierung der Feldüberhöhung an der jeweiligen Elektrode 423/433/443 und/oder Abschirmung 412,...,415. Die Elektroden 423/433/443 sind durch die Potentialanschlüsse z.B. an eine Hochspannungskaskade anschliessbar.

Figur 10 zeigt den prinzipiellen Aufbau einer Beschleunigungsstufe einer modularen Metall-Keramik-Röhre mit einer modularen zweistufigen Beschleunigungsstufe mit zwei Beschleunigungsmodulen 42/43 mit Isolationske-

ramik 50, Beschleunigungselektroden 423/433 und Potentialanschlüssen 421/431.

Figur 11 zeigt schematisch die Potentialverteilung in einer erfindungsgemässen modularen Röntgenröhre 10 eines Ausführungsbeispiels mit einer 800kV-Röhre.

Figur 12 zeigt schematisch ein Bestrahlungssystem 60 mit einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 10. Das Bestrahlungssystem 60 umfasst eine Hochspannungskaskade 62 zur Spannungsversorgung der Röntgenröhre 10, ein Hochspannungstransformer 63 sowie ein Austrittsfenster 61 für die Röntgenstrahlung  $\gamma$  aus dem Abschirmungsgehäuse 65.

Figur 13 zeigt eine weitere Ausführungsvariante dreier Beschleunigungsmodulen 42/43/44 mit Isolationskeramik 50, Elektronenabschirmung 422/432/442 und Beschleunigungselektroden 423/433/443.

Figur 4 bis 10 illustrieren Architekturen, wie sie zur Realisierung der Erfindung verwendet werden können. In diesen Ausführungsbeispielen für eine modulare Röntgenröhre 10 werden eine Anode 20 und eine Kathode 30 in einem vakuumisierten Innenraum 40 einander gegenüberliegend angeordnet. Die Elektronen  $e^-$  werden bei der Kathode 30 erzeugt, wobei die Kathode 30 als Elektronenemitter dient. Die Kathode 30 dient somit zum einen zur Erzeugung des elektrischen Feldes  $E$ , zum anderen aber auch zur Elektronenerzeugung. Daher sind für diese Anwendung prinzipiell alle Materialien geeignet, die Elektronen  $e^-$  emittieren können. Dieser Prozess kann durch thermische Emission, aber auch durch Feldemission (Kaltemitter) erzielt werden. Als Kaltemitter kann z.B. jegliche Art von Mikrotiparrays mit meist diamantähnlichen Strukturen oder z.B. auch Nanoröhrchen verwendet werden. Selbstverständlich kann die Kalt-emission bei diesem Röhrentyp auch durch Nutzung des Penningeffektes an geeignet geformten Metallen genutzt werden. Beispielsweise kann man thermische Emittoren, die bei diesem Strahlerkonzept auch einsetzbar sind, nutzen, wie z.B. Wolfram (W), Lanthanhexaborid ( $\text{LaB}_6$ ), Dispenserkathoden (La in W) und/oder Oxidkathoden (z.B.  $\text{ZrO}$ ). Die Elektronen  $e^-$  werden mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode 20 beschleunigt und erzeugen Röntgenstrahlen  $\gamma$

auf einer Targetoberfläche der Anode 20. Die Anoden 20 erfüllen zwei Funktionen in den Röntgenröhren 10. Zum einen dienen sie als positive Elektrode 20 zur Generierung eines elektrischen Feldes  $E$  zur Beschleunigung der Elektronen  $e^-$ . Zum anderen dienen die Anoden 20 bzw. das in die Anoden 20 eingelassene Targetmaterial als Ort, wo die Elektronenenergie in Röntgenstrahlung  $\gamma$  umgewandelt wird. Diese Umwandlung ist zum einen abhängig von der Teilchenenergie, aber auch von der Kernladungszahl des Targetmaterials. In erster Näherung geht gemäss der Bethe-Formel der Energieverlust der Teilchen quadratisch mit der Kernladungszahl  $Z$  des Targetmaterials

$$10 \quad \frac{dW}{dx} \approx Z^2$$

Bei diesem Prozess wird die Anode 20 thermisch belastet. Die Anode bzw. das Targetmaterial muss also in der Lage sein, diese thermische Belastung zu überstehen. Daraus folgt, dass der Dampfdruck des Targetmaterials bei Betriebstemperatur des Targets genügend klein sein sollte, um nicht das für den Betrieb der Röntgenröhre 10 notwendige Vakuum negativ zu beeinflussen. Daher können vorzugsweise z.B. Targetmaterialien verwendet werden, die hochtemperaturbeständig sind bzw. gut gekühlt werden können. Dazu kann das Targetmaterial beispielsweise in ein gut wärmeleitfähiges Material (z.B. Kupfer) eingebettet sein, welches gut gekühlt werden kann d.h. gut wärmeleitend ist. Beispielsweise können deshalb möglichst schwere und temperaturbeständige Materialien als Anode (Target) 20 verwendet werden. Insbesondere eignen sich dafür z.B. Materialien wie Wolfram (W,  $Z=74$ ) und/oder Uran (U,  $Z=92$ ) und/oder Rhodium (Rh,  $Z=45$ ) und/oder Silber (Ag,  $Z=47$ ) und/oder Molybdän (Mo,  $Z=42$ ) und/oder Palladium (Pd,  $Z=46$ ) und/oder Eisen (Fe,  $Z=26$ ) und/oder Kupfer (Cu,  $Z=29$ ). Bei der Auswahl des Targetmaterials kann es insbesondere vorteilhaft sein, z.B. bei analytischen Anwendungen, zu berücksichtigen, dass die charakteristischen Linien ( $K\alpha$ ) sich für den spezifischen Anwendungszweck eignen.

Die Röntgenröhre 10 umfasst weiter mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule 41,...,45. Jedes Beschleunigungsmodul 41,...,45 umfasst mindestens eine potentialtragende Elektrode 20/30/423/433/443 mit den entsprechenden Potentialanschlüssen 421/431/441. Ein erstes Beschleunigungsmodul

41 umfasst die Kathode 30 mit der Elektronenerzeugung  $e^-$ , d.h. mit dem Elektronenemitter. Ein zweites Beschleunigungsmodul 45 umfasst die Anode 20 mit der Röntgenstrahlung  $\gamma$ . Die Röntgenröhre umfasst mindestens ein weiteres Beschleunigungsmodul 42,...,44 mit einer potentialtragenden Elektrode

5 423/433/443. Der vakuumisierte Innenraum 40 kann z.B. mittels Isolationskeramik 51 nach aussen abgeschlossen sein. Für das erfindungsgemässe Strahlerkonzept können z.B. Isolationsmaterialien verwendet werden, die den elektrischen Anforderungen der Röntgenröhre 10 (Feldstärke) genügen. Für

10 entsprechende Ausführungsbeispiele sollten die Isolationsmaterialien auch geeignet sein, eine Metall-Keramik-Verbindung herzustellen. Zudem sollte die Keramik für Hochvakuumanwendungen anwendbar sein. Geeignete Materialien sind somit beispielsweise Reinoxid-Keramiken, wie Aluminium-, Magnesium-, Beryllium- und Zirkoniumoxid. Auch monokristallines  $Al_2O_3$  (Saphir) ist prinzipiell geeignet. Weiter sind auch so genannte Glaskeramiken, wie z.B. Macor,

15 oder ähnliche Materialien vorstellbar. Insbesondere sind natürlich auch Mischkeramiken (z.B. dotiertes  $Al_2O_3$ ) geeignet, falls sie die entsprechenden Eigenschaften aufweisen. Die Isolationskeramiken 51 können z.B. nach aussen in Rippenform oder ähnlichem ausgeführt sein, um Isolierstrecke des Isolationsmantels 51, welches nicht vakuumseitig ist, also z.B. sich in Isolieröl befindet,

20 zu verlängern. In gleicher Weise ist aber auch jede andere Ausgestaltung z.B. eine reine Zylinderform, der Isolationskeramik 51 vorstellbar, ohne dass der Kern der Erfindung damit tangiert würde. Die Isolationskeramik 51 kann zusätzlich z.B. auch eine hochohmige Innenbeschichtung aufweisen, um mögliche Aufladungen, die durch diverse Elektronische Prozesse hervorgerufen werden

25 können, abzuleiten, wobei gleichzeitig gewährleistet ist, dass die Beschleunigungsspannung angelegt werden kann. Figur 8 zeigt den prinzipiellen Aufbau einer modularen Metall-Keramik-Röhre zweier solcher weiterer Beschleunigungsmodule 42/43 mit Isolationskeramik 51, Beschleunigungselektroden 423/433 und Potentialanschlüssen 421/431. Das hier beschriebene Prinzip zum

30 Aufbau von Röntgenröhren 10, das z.B. aus einem Metall-Keramik-Verbund besteht, kann erfindungsgemäss beliebig oft wiederholbar in Serie geschaltet werden und so zur Beschleunigung von Elektronen  $e^-$  genutzt werden (mehrstufige Beschleunigung). Die letzte potentialtragende Elektrode der Beschleunigungsstruktur ist die zur Erzeugung notwendige Anode 20. Hingegen stellt die

35 zur Elektronenerzeugung notwendige Kathode 30 die erste Elektrode der Be-

schleunigungsstruktur dar. Dies ist in den Ausführungsbeispiele der Figuren 4 bis 9 dargestellt. Bei geeigneter Anordnung und Wahl der Elektroden können Röntgenröhren 10 mit einer Gesamtenergie bis zu 800 Kilovolt oder mehr gebaut werden (z.B. Figur 5). Herkömmliche Röntgenröhren konnten bis heute

5 dagegen maximal mit einer Gesamtenergie von 200 bis 450 Kilovolt hergestellt werden. Ein wesentlicher Vorteil dieses Konzeptes ist es, dass man sehr grosse Energien bei gleichzeitig kleinen Bauformen erreicht. Ein weiterer Vorteil gegenüber bestehenden Konzepten ist die nahezu homogene Belastung der Segmente der Isolationskeramiken 51 durch das elektrische Feld. Dies hat u.a.

10 den Vorteil, dass die durch Segmentierung die Röntgenröhre 10 so gestaltet werden kann, dass die feldmässige Belastung der Isolationskeramiken 51 unter eines für Hochspannungsüberschlägen notwendigen Grenzwertes bleibt. Figur 9 zeigt schematisch die Potentialverteilung in einer erfindungsgemässen modularen Röntgenröhre 10 eines Ausführungsbeispiels mit einer 800kV-Röhre.

15 Bei den im Stand der Technik eingesetzten Röntgenröhren kommt es dagegen zu starken radialen Belastungen der Isolationskeramiken, da die Röhren im Wesentlichen ähnlich einem Zylinderkondensator aufgebaut sind. Diese radialen Felder führen zu sehr hohen Feldstärken an der Schnittstelle zwischen dem Isolatorinnenradius und den axial angeordneten Beschleunigungselektroden

20 (Anode, Kathode). Durch dies enorme Feldüberhöhung an dem so genannten Tripelpunkt (Isolator-Elektrode-Vakuum) kommt es zu Feldemissionen von Elektronen, die Hochspannungsüberschläge erzeugen und zur Zerstörung der Röhre führen können, wie weiter oben bereits beschrieben wurde. Figur 1 zeigt schematisch eine Architektur einer solchen konventionellen Röntgenröhre 10

25 des Standes der Technik. Dabei werden Elektronen  $e^-$  von einem Elektronenemitter, d.h. einer Kathode 20, in der Regel einem heissen Wolframwendel, emittiert durch eine angelegte Hochspannung auf ein Target beschleunigt, wobei Röntgenstrahlen  $\gamma$  vom Target, d.h. der Anode 30 durch ein Fenster 301 abgestrahlt wird. Tripelpunkte (Feldüberhöhungen die zur Feldemission von

30 Elektronen  $e^-$  führen) entstehen dabei sowohl kathodenseitig als auch anodenseitig.

Die Potentialdifferenz zwischen jeweils zwei potentialtragenden Elektroden 20/30/423/433/443 benachbarter Beschleunigungsmodule 41,...,45 kann z.B. auch für alle Beschleunigungsmodule 41,...,45 konstant gewählt sein,

wobei die Endenergie der beschleunigten Elektronen  $e^-$  ein ganzzahliges Vielfaches der Energie eines Beschleunigungsmoduls 41,...,45 ist. Mindestens eines der Beschleunigungsmodule 41,...,45 kann weiter ein wiederverschliessbares Vakuumventil 531 aufweisen. Dies hat den Vorteil, dass mittels des

5 Vakuumventils 531 einzelne Teile der Röntgenröhre 10 ersetzt werden können, ohne dass, wie bei herkömmlichen Röntgenröhren, gleich die ganze Röhre ersetzt werden muss. Da die erfindungsgemässe Röhre 10 modular aufgebaut ist, lässt sich die Röhre 10 nachträglich damit auch problemlos an veränderte Betriebsvoraussetzungen anpassen, indem weitere Beschleunigungsmodule

10 eingesetzt oder bestehende Module entfernt werden. Dies ist bei keiner der Röhren im Stand der Technik so möglich.

Es ist wichtig darauf hinzuweisen, dass bei den erfindungsgemässen Röntgenröhren 10 eine prinzipielle Modularität besteht, d.h. die Erhöhung der Strahlenergie einer Röntgenröhren 10 kann durch Hinzufügung einer oder

15 mehrerer Beschleunigungssegmente 41,...,45 oder Beschleunigungsmodule 41,...,45 erzielt werden. Dabei kann mindestens eines der Beschleunigungsmodule 41,...,45 so ausgebildet sein, dass es eine wiederverschliessbare Vakuumventil 531 trägt. Die Beschleunigungsmodule 41,...,45 könne zusätzlich einseitig oder beidseitig Vakuumdichtungen umfassen. Dies hat den Vorteil, dass

20 einzelnen defekte Beschleunigungsmodule 41,...,45 einfach ersetzt und/oder recycelt werden können, indem eine defekten Röhre 10 mittels des wiederverschliessbare Vakuumventil 531 entvakuumiert wird, das defekte Beschleunigungsmodul 41,...,45 durch ein neues und/oder funktionierendes ersetzt wird und die Röhre 10 mit einer entsprechenden Vakuumpumpe über das wieder-

25 verschliessbare Vakuumventil 531 wieder vakuumisiert wird. Es ist ebenfalls wichtig darauf hinzuweisen, dass die Elektroden 20/30/423/433/443 der Beschleunigungsmodule 41,...,45 eine Abschirmung 412,...,415 zur Unterdrückung des Streuelektronenflusses auf die Isolationskeramik 51 umfassen können (Figur 6/13). Dies hat den Vorteil, dass die Abschirmungen einen

30 zusätzlichen Schutz für die Isolationskeramiken 51 bilden. Damit kann die Lebensdauer der Röntgenröhren und/oder die Potentialdifferenzen zwischen den einzelnen Beschleunigungselektroden 20/30/423/433/443 zusätzlich erhöht werden. Der einfache und modulare Aufbau der erfindungsgemässen Röntgenröhre 10 ist insbesondere geeignet für Herstellungsverfahren im One-Shot-

Verfahren, bzw. ermöglicht diese Bauweise das One-Shot-Verfahren erst effizient. Dabei erfolgt die Lötung der gesamten Röhre 10 in einem einstufigen Vakuumlötprozess. Dies hat u.a. den Vorteil, dass die anschliessende Evakuierung der Röntgenröhre 10 mittels Hochvakuumumpumpen entfallen kann. Ein weiterer Vorteil des One-Shot-Verfahren, d.h. des einstufigen Herstellungsverfahrens durch die gesamthafte Lötung der Röhre im Vakuum (One-Shot-Verfahren), ist u.a., dass man einen einzigen Herstellungsprozess hat und nicht wie herkömmlich drei: 1. Baugruppen Löten / 2. Baugruppen zusammenfügen (z.B. Löten oder Schweissen) / 3. Röhre evakuieren mittels Vakuumpumpe.

Das einstufige Herstellungsverfahren ist daher ökonomisch effizienter, zeitsparender und billiger. Gleichzeitig lässt sich bei diesem Verfahren bei geeigneter Prozessführung die Kontaminierung der Röhre minimieren. Dennoch kann es vorteilhaft sein, wenn die Röhre schon weitgehend frei von Verunreinigungen ist, was in der Regel die Spannungsfestigkeit der Isolationskeramiken minimiert. Die Anforderungen an die Vakuumsdichtigkeit für die Röhren 10 sind beim One-Shot-Verfahren in den meisten Fällen dieselben wie bei mehrstufigen Herstellungsverfahren. Da die Felder innerhalb der Röhre 10 viel kleiner sind als bei konventionellen Röhren, ist die erfindungsgemässe Röhre 10 zusätzlich weniger anfällig auf Verunreinigungen und/oder undichte Stellen. Dies macht die erfindungsgemässe Röntgenröhre 10 weiter geeignet für das One-Shot-Verfahren. Die erfindungsgemässe Röntgenröhre 10 lässt sich beispielsweise auch hervorragend zur Herstellung ganzer Strahlungssysteme und/oder einzelner Strahlungsvorrichtungen 60 benutzen (siehe Figur 12). In einer solchen Strahlungsvorrichtung 60 kann die Röhre 10 in einem Gehäuse 65 z.B. in Isolieröl gelagert sein. Das Abschirmgehäuse 65 kann ein Austrittsfenster 61 für Röntgenstrahlung  $\gamma$  umfassen. Die Strahlungsvorrichtung 60 umfasst für die Röhre 10 eine entsprechende Hochspannungskaskade 62 z.B. mit einem zugeordneten Hochspannungstransformer 63 und Spannungsanschlüssen 64 nach aussen. Solche Strahlungsvorrichtungen 60 oder Monoblocks 60 können dann z.B. zur Herstellung grösserer Strahlungssysteme verwendet werden. Natürlich ist es dem Fachmann auf dem Gebiet klar, dass die erfindungsgemässe Röhre 10 ohne Target oder Transmissionsanode sich durch ihren einfachen, modularen Aufbau und ihre hohen Leistungen auch hervorragend als Elektronenstrahler und/oder Elektronenkanone eignet mit den entsprechenden industriellen Anwendungsgebieten.



Es kann für die erfindungsgemässe Ausführung sinnvoll sein, dass die Abschirmungen 422/432/442 so geformt sind, dass der Elektronenstrahl keine Isolatorfläche 51 "sieht" (Figur 13). Durch Anlegen der Beschleunigungsspannung kann es zu Aufladungseffekten der Keramikisolatoren 51 kommen, welche nicht unbedingt durch Streu- und Sekundärelektronenemission hervorgerufen sein muss. Durch eine in Figur 13 dargestellte Geometrie oder eine ähnliche Geometrie können solche Aufladungseffekten verhindert oder minimiert werden. Eine Beschichtung der Isolationskeramik kann insbesondere auch zur Zuführung des Potentials genutzt werden, falls man z.B. eine geeignete leitende Schicht aussen an den Isolatoren anbringt, so dass die Schicht als Spannungsteiler wirkt. Gegen den vakuumisierten Innenraum könnte eine geeignete Beschichtung auch die metallischen Elektroden 423/433/443 ersetzen. Dies würde jedoch zur Folge haben, dass man keine Abschirmung mehr wie in Figur 13 hat. Als Ausführungsbeispiel wäre es z.B. möglich, eine helixförmige Schicht auf der Innenseite (Vakuum) der Isolationskeramik 51 anzubringen, die als Spannungsteiler wirkt und so die Folge von metallischen Elektroden 423/433/443 ersetzt.

## Ansprüche

1. Röntgenröhre (10), bei welcher eine Anode (20) und eine Kathode (30) in einem vakuumisierten Innenraum (40) einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen ( $e^-$ ) bei der Kathode (30) erzeugbar sind, mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (20) beschleunigbar sind und  
 5 Röntgenstrahlen ( $\gamma$ ) bei der Anode (20) mittels der Elektronen ( $e^-$ ) erzeugbar sind, dadurch gekennzeichnet,

dass die Röntgenröhre (10) mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule (41,...,45) umfasst, wobei jedes Beschleunigungsmodul  
 10 (41,...,45) mindestens eine potentialtragende Elektrode (20/30/423/433/443) umfasst,

dass ein erstes Beschleunigungsmodul (41) die Kathode (30) mit Elektronenextraktion ( $e^-$ ) umfasst,

dass ein zweites Beschleunigungsmodul (45) die Anode (20) mit der  
 15 Röntgenstrahlungserzeugung ( $\gamma$ ) umfasst, und

dass die Röntgenröhre (10) mindestens ein weiteres Beschleunigungsmodul (42,...,44) mit einer potentialtragenden Elektrode (423/433/443) umfasst.

2. Röntgenröhre (10) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,  
 20 dass die Potentialdifferenz zwischen jeweils zwei potentialtragenden Elektroden (20/30/423/433/443) benachbarter Beschleunigungsmodule (41,...,45) für alle Beschleunigungsmodule (41,...,45) konstant ist, wobei die Endenergie der beschleunigten Elektronen ( $e^-$ ) ein ganzzahliges Vielfaches der Energie eines Beschleunigungsmoduls (41,...,45) ist.

3. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eines der Beschleunigungsmodule (41,...,45)  
 25 ein wiederverschliessbares Vakuumventil (531) und/oder einseitig oder zweiseitig Vakuumdichtungen aufweist.

4. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschleunigungsmodule (41,...,45) eine - zylinderförmige Isolationskeramik (53) umfassen.

5. Röntgenröhre (10) nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet,  
5 dass die Isolationskeramik (53) eine hochohmige Innenbeschichtung aufweist.

6. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Isolationskeramik (53) eine rippenförmige Aussenstruktur umfasst.

7. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch  
10 gekennzeichnet, dass die Anode (20) ein Target zur Röntgenstrahlungserzeugung sowie ein Austrittsfenster (201) für Röntgenstrahlung umfasst.

8. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (20) eine Transmissionsanode umfasst, wobei die Transmissionsanode den vakuumisierten Innenraum (40) gegen aussen  
15 abschliesst.

9. Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden (20/30/423/433/443) der Beschleunigungsmodule (41,...,45) eine Abschirmung (412,...,415) zur Unterdrückung des Streuelektronenflusses auf die Isolationskeramik (51) umfassen.

20 10. Röntgenröhre (10) nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Elektroden (423/433/443 ) und/oder Abschirmungen (412,...,415) kugelförmig bzw. konusförmig ausgebildete Enden zur Herabsetzung oder Minimierung der Feldüberhöhung an der jeweiligen Elektrode (423/433/443) und/oder Abschirmung (412,...,415) umfasst.

25 11. Bestrahlungssystem (60), dadurch gekennzeichnet, dass das Bestrahlungssystem (60) mindestens eine Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 10 mit einer Hochspannungskaskade (62) zur Spannungsversorgung der Röntgenröhre (10) umfasst.

12. Verfahren zur Herstellung einer Röntgenröhre (10) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenröhre (10) im One-Shot-Verfahren hergestellt wurde.

### Zusammenfassung

Modulare Röntgenröhre (10) sowie Verfahren zur Herstellung einer solchen Röntgenröhre, bei welcher eine Anode (20) und eine Kathode (30) in einem vakuumisierten Innenraum (40) einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen ( $e^-$ ) bei der Kathode (30) und Röntgenstrahlen ( $\gamma$ ) bei der Anode (20) erzeugt werden. Die erfindungsgemässe Röntgenröhre (10) umfasst mehrere einander ergänzende Beschleunigungsmodule (41,...,45) und jedes Beschleunigungsmodul (41,...,45) umfasst mindestens eine potentialtragende Beschleunigungselektrode (20/30/423/433/443). Ein erstes Beschleunigungsmodul (41) umfasst dabei die Kathode (30), ein zweites Beschleunigungsmodul (45) die Anode (20). Die Röntgenröhre (10) besteht zusätzlich aus mindestens einem weiteren Beschleunigungsmodul (42,...,44). Insbesondere kann die erfindungsgemässe Röntgenröhre ein wiederverschliessbares Vakuumventil besitzen, wodurch einzelne defekte Teile der Röhre (10) einfach ersetzt werden können oder die Röhre (10) sich modular verändern lässt.

(Figur 5)

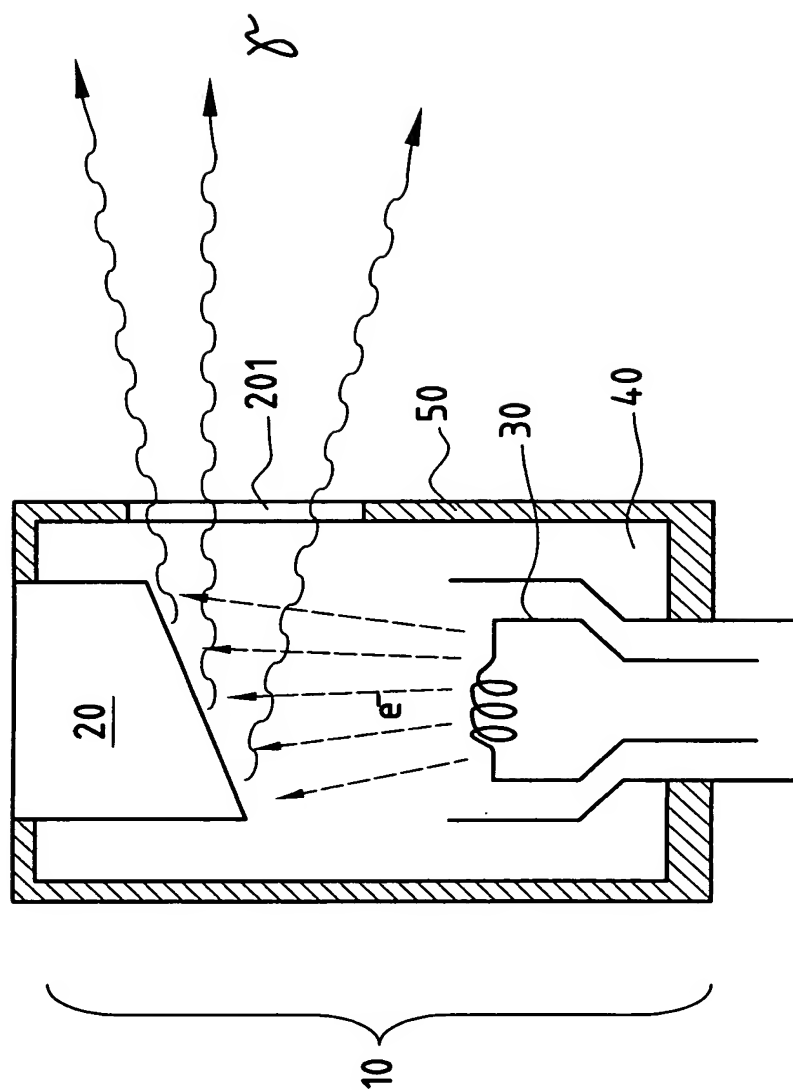


FIG. 1



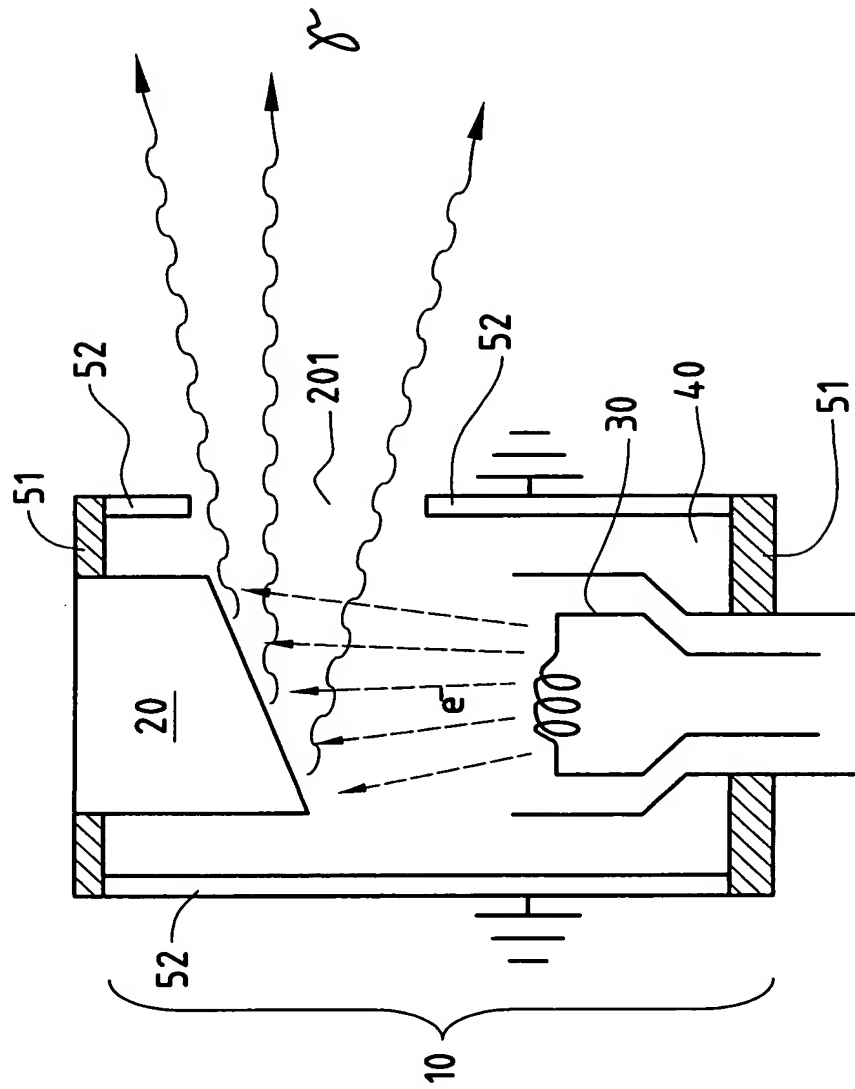
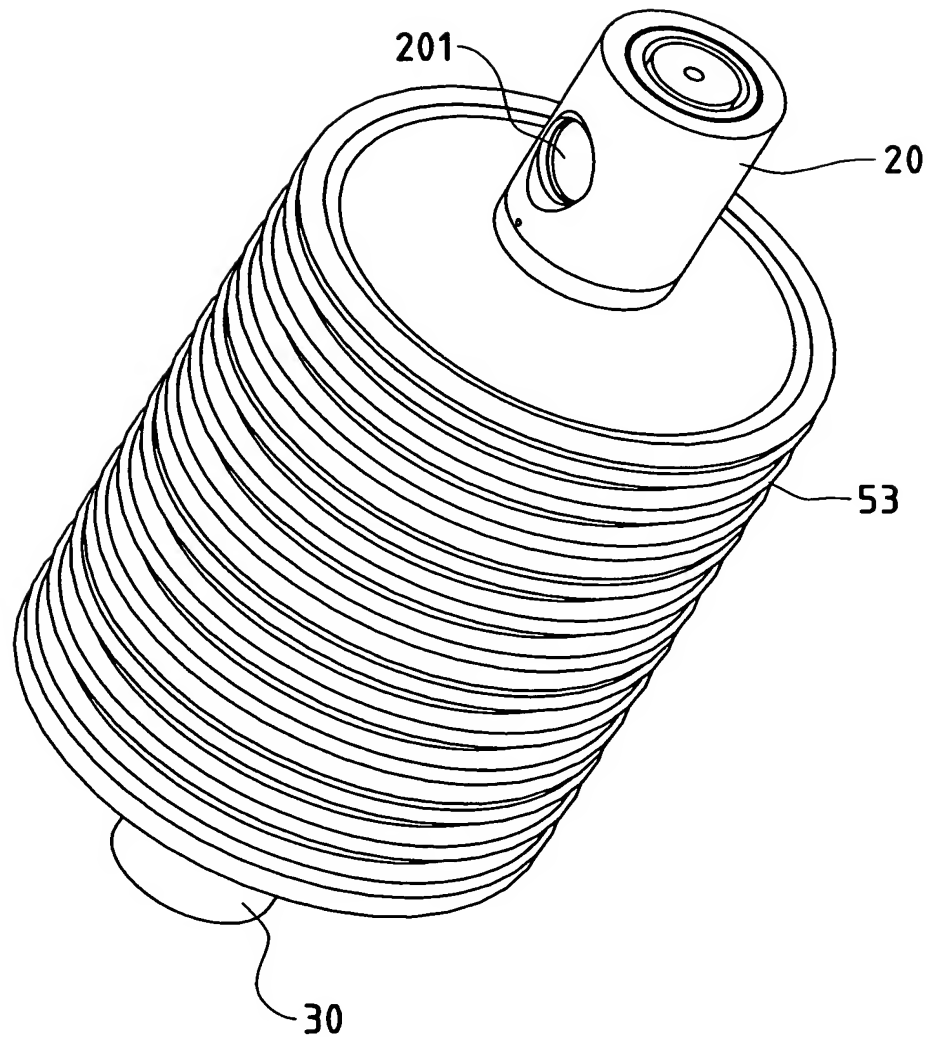
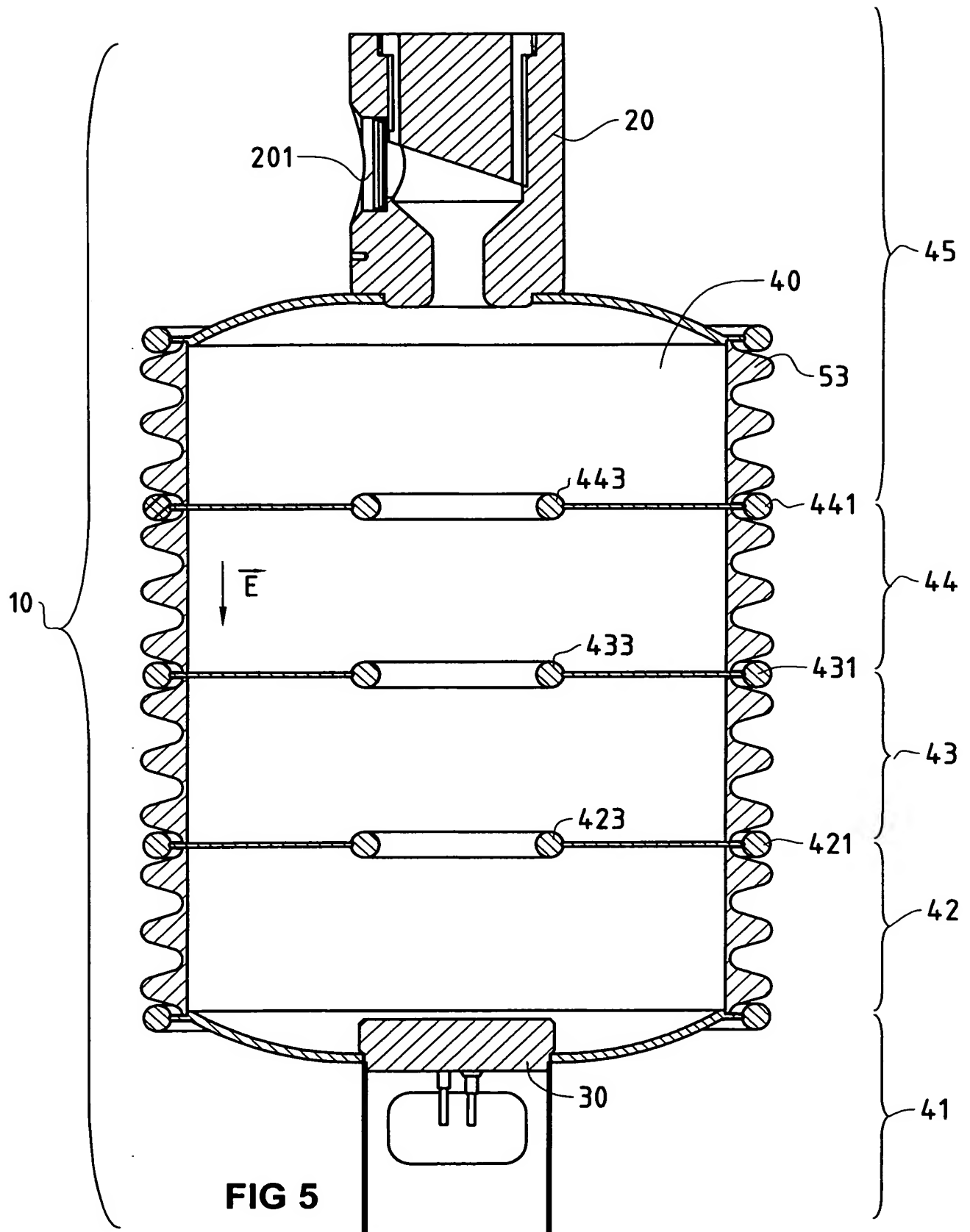


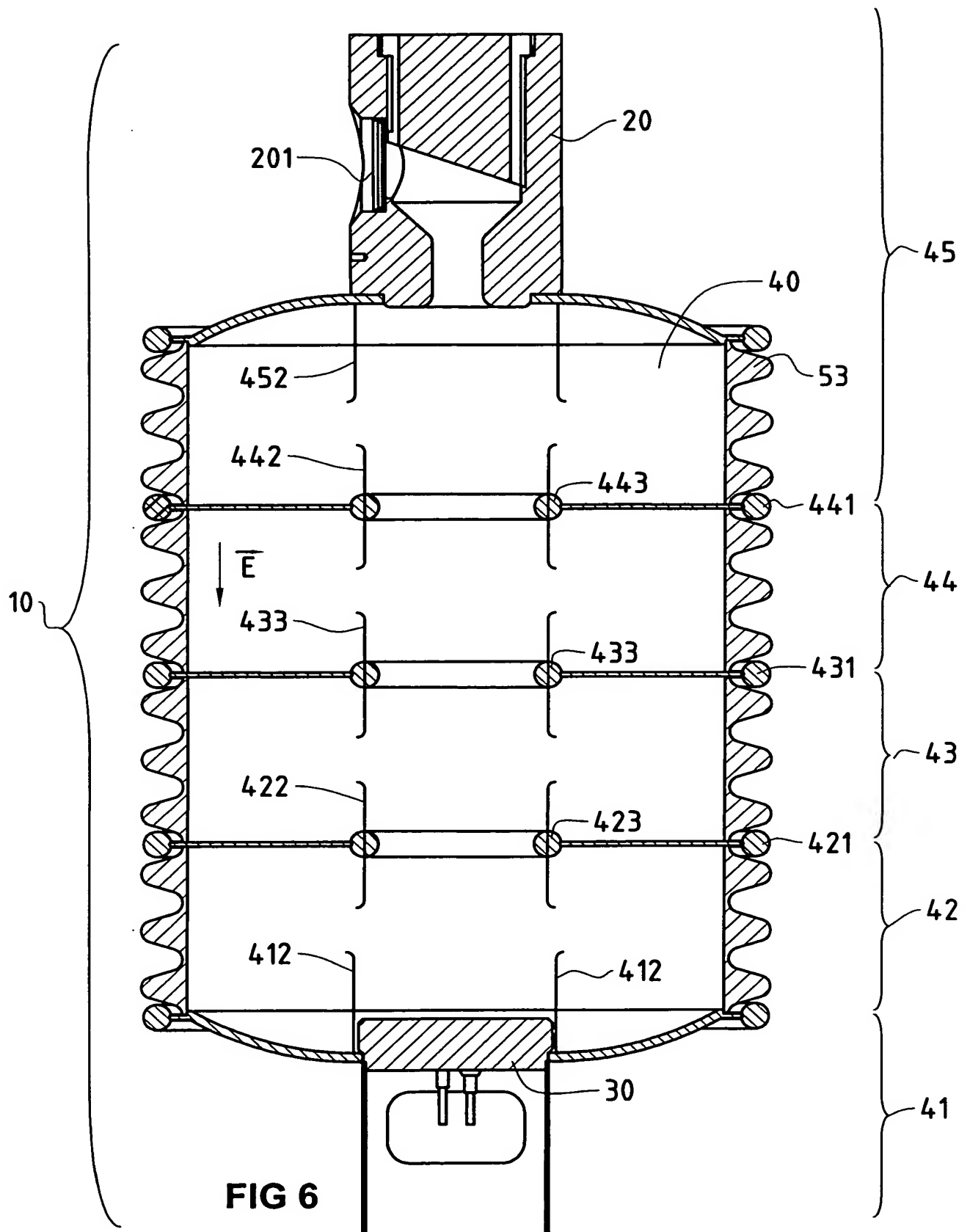
FIG. 3

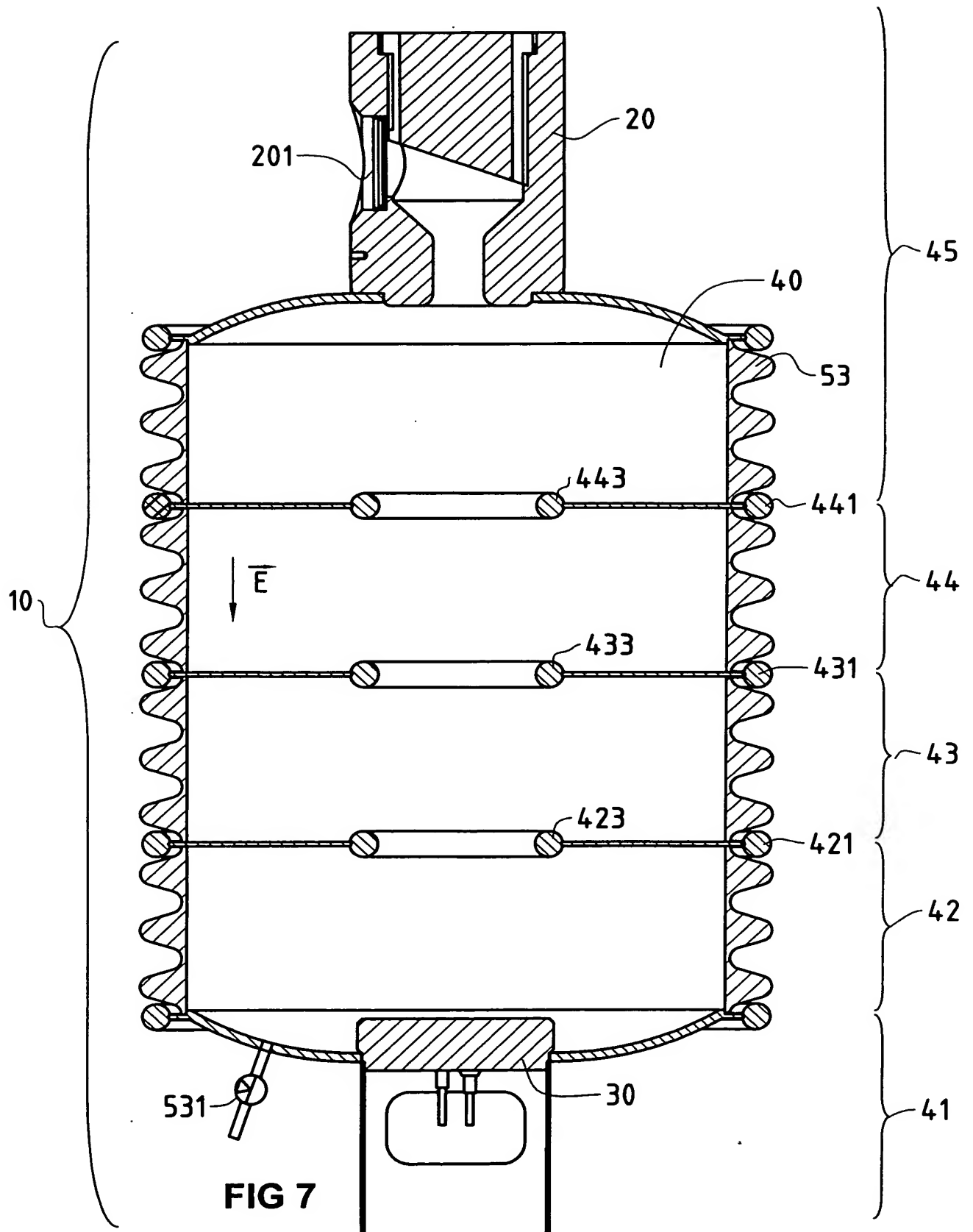


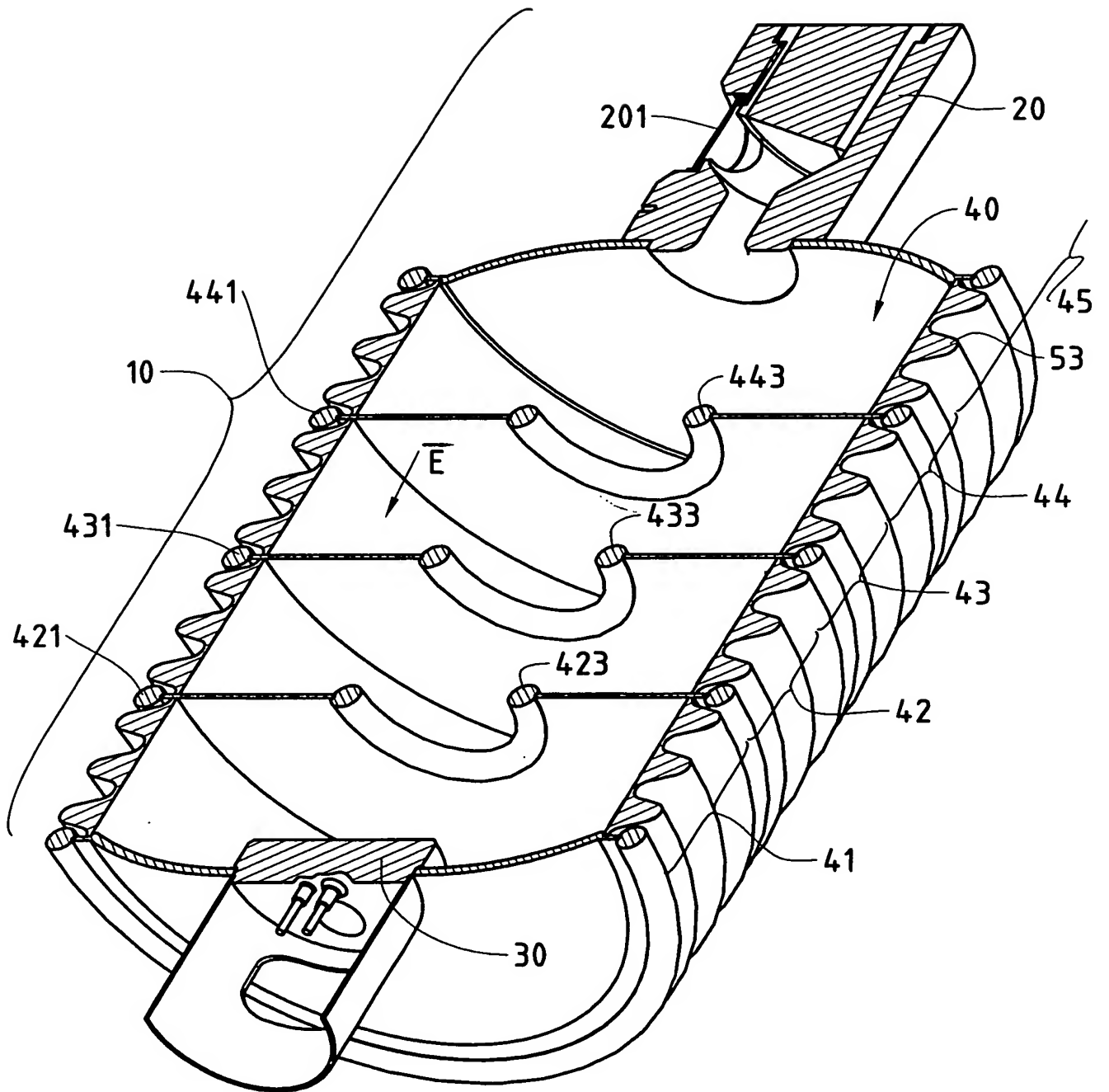


**FIG 4**









**FIG 8**

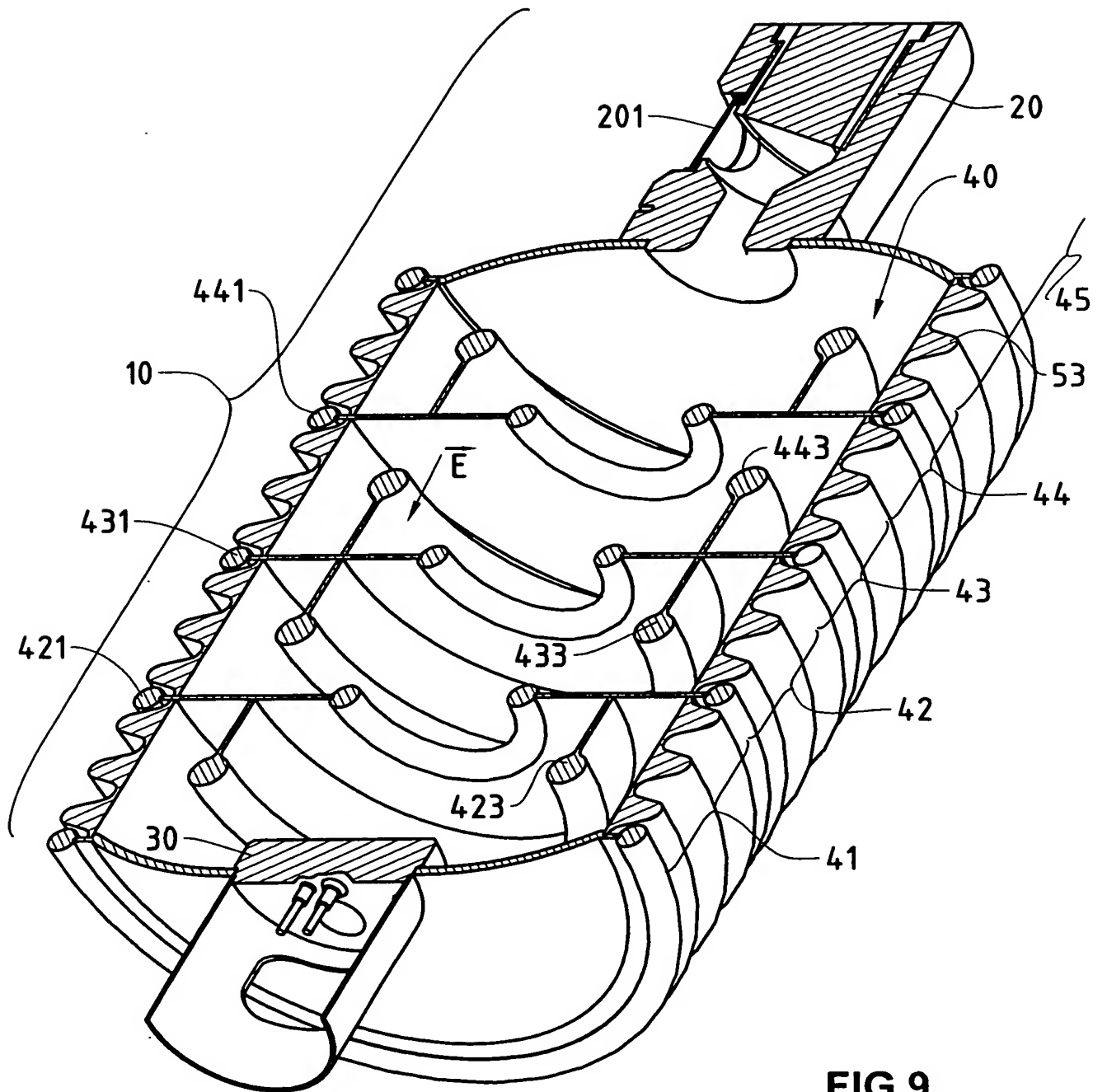


FIG 9

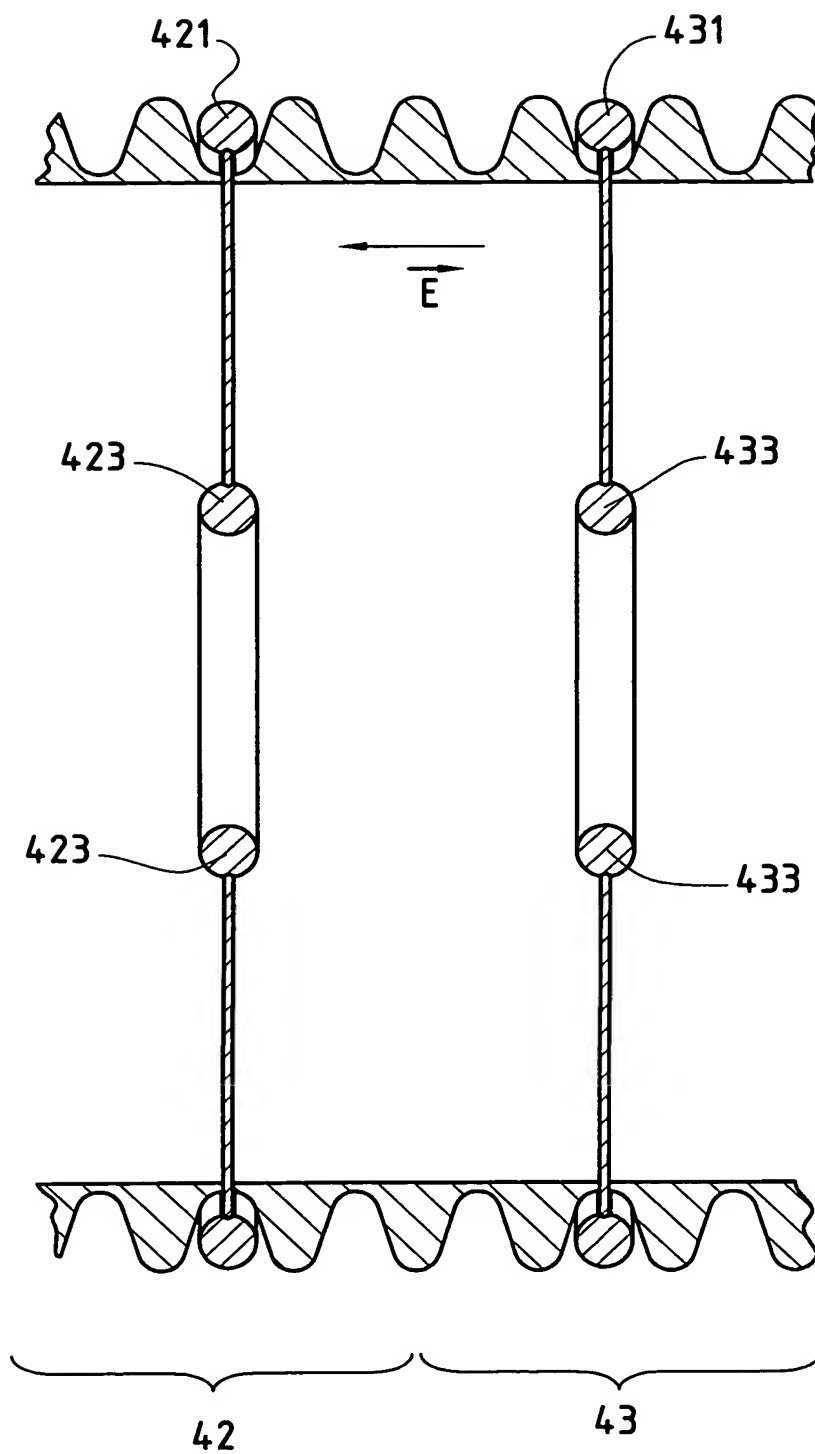
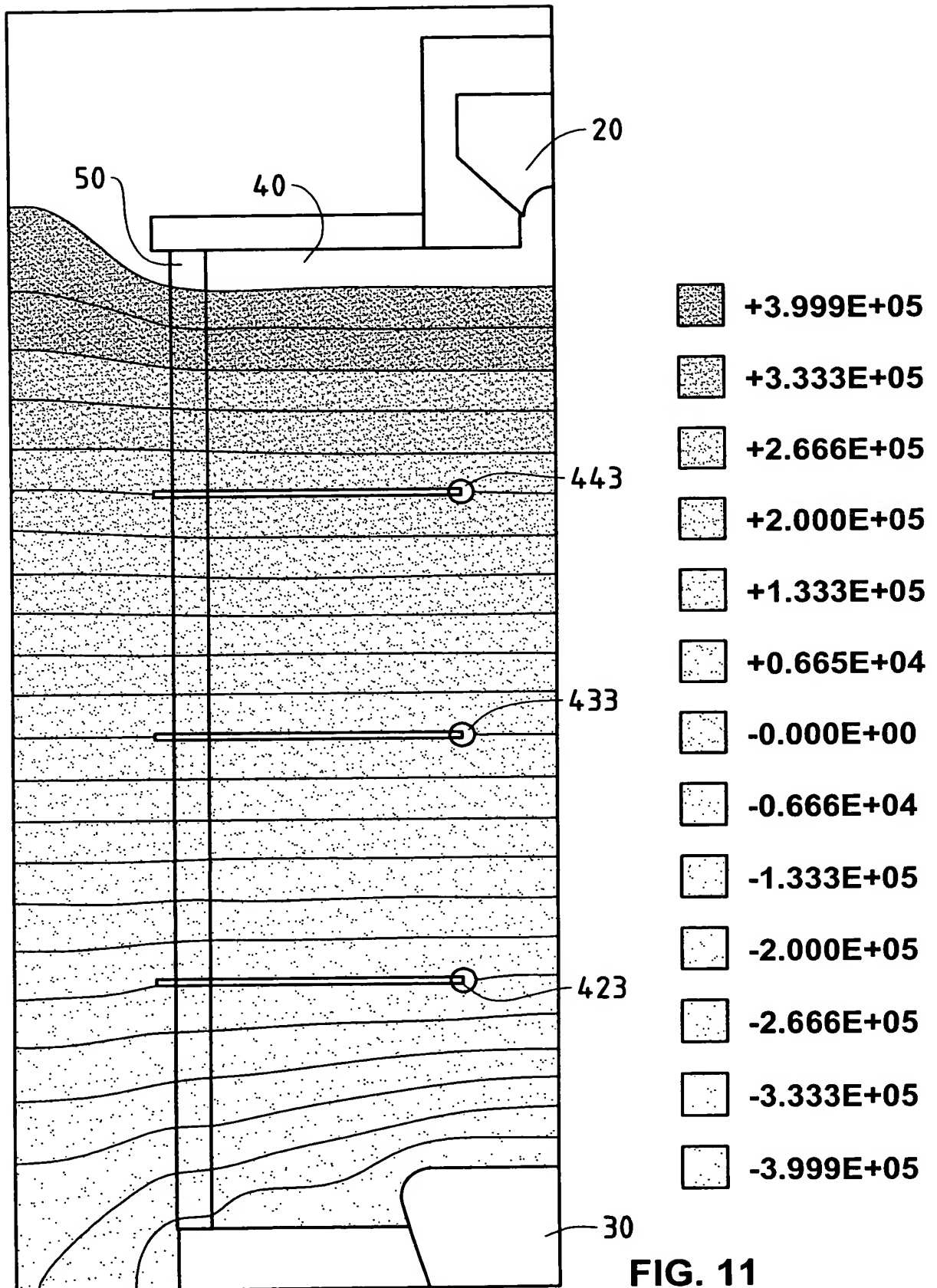


FIG 10





12/13

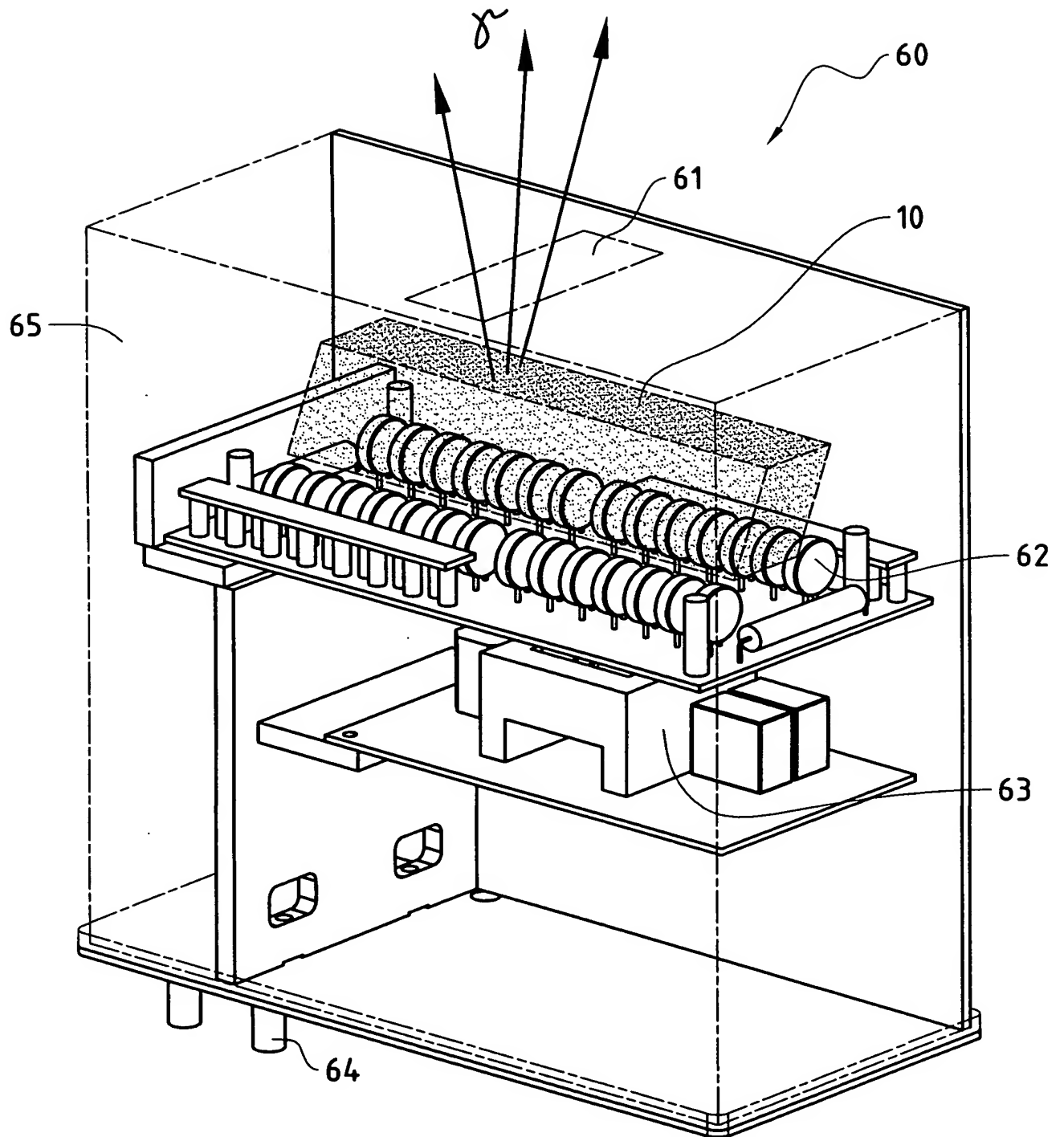


FIG. 12

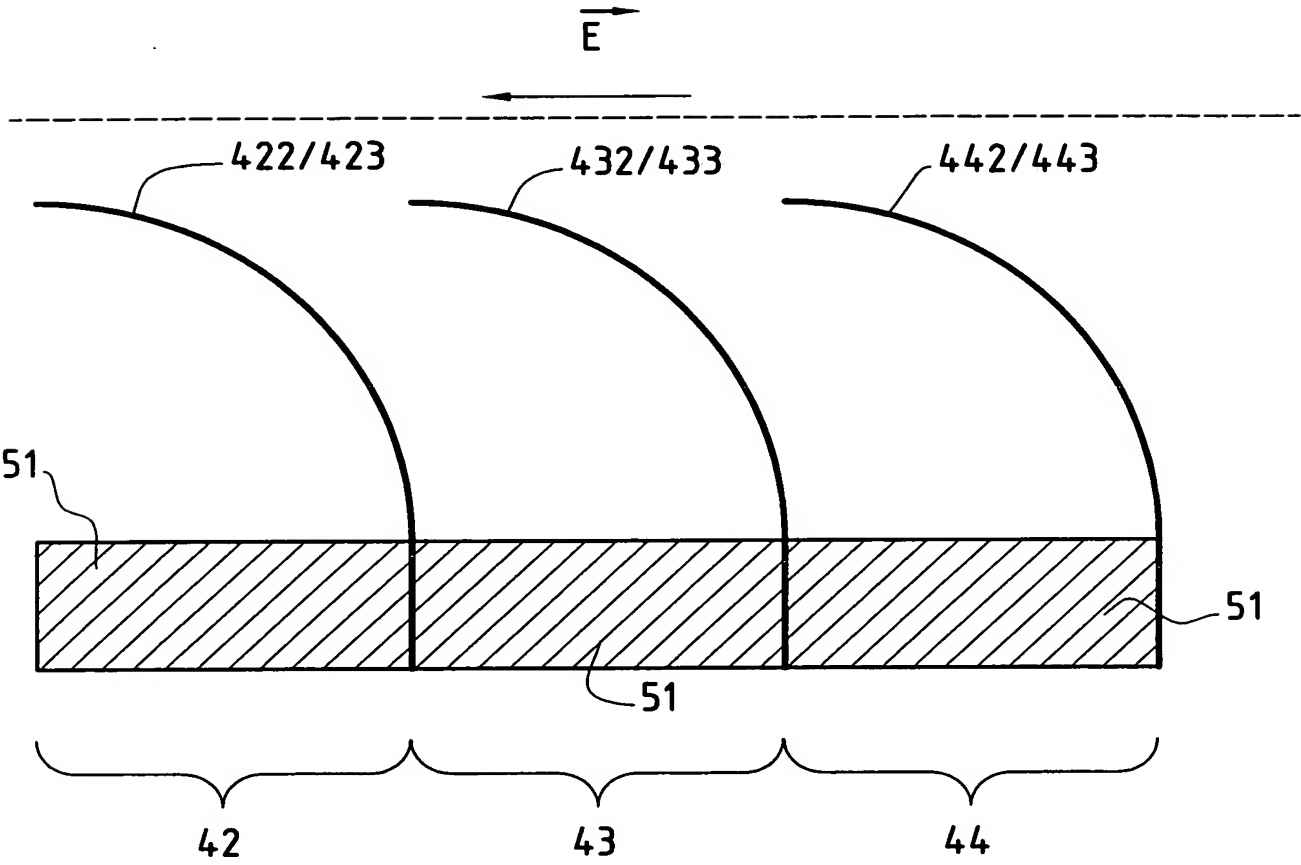


FIG 13